

【物件名】

提出刊行物 1

[提出刊行物 1]

【添付書類】



244

④日本国特許庁 (JP)

⑤特許出願公開

## ⑥公開特許公報 (A) 昭61-265151

⑦Int.Cl.\*  
A 61 N 1/36

識別記号

序内整理番号  
6482-4C

⑧公開 昭和61年(1986)11月22日

審査請求 未請求 発明の数 1 (全 5 頁)

⑨発明の名称 患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法

⑩特願 昭60-105719

⑪出願 昭60(1985)5月17日

⑫発明者 カール、ジー、イル アメリカ合衆国オレゴン州、ヒルズボロ、ポックス、292

ビセイカー ジー、ルート、3

⑬出願人 カール、ジー、イル アメリカ合衆国オレゴン州、ヒルズボロ、ポックス、292

ビセイカー ジー、ルート、3

⑭代理人 弁理士 佐藤 一雄 外2名

【裏面有】



## 明細書

## 1. 発明の名称

患者の衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法

## 2. 特許請求の範囲

- (1) 患者により意図的に選択された筋肉群中に患者が自動的に筋電図信号を発生する過程と、そのようにして発生された筋電図信号が所定の強さを有する時に検出する過程と、その検出された筋電図信号からより強い刺激信号を発生する過程と、筋電図信号の検出とほぼ同時に刺激信号を患者の衰弱した筋肉群へ送つて、患者により知覚された刺激信号に対する筋肉応答を発生させて、自動的に開始された筋電図信号に応答させる過程とを併えることを特徴とする患者的衰弱した筋肉群の再訓練を患者が開始する方法。
- (2) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、前記刺激信号は所定の長さの送信時間だけ送ら

れ、その送信時間が経過した時に非送信の休止が存在し、その休止時間は送信時間よりも長いことを特徴とする方法。

(3) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、衰弱した筋肉群は患者の肢内にあり、自発的に開始される筋電図信号は同じ肢内であるよう患者により意図的に選択された筋肉群中に発生されることを特徴とする方法。

(4) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、患者の衰弱した筋肉群は患者の肢内に含まれ、自発的に開始される筋電図信号はその肢ではない別の肢内の筋肉内に発生されるよう患者により意図的に選択されることを特徴とする方法。

(5) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、自発的に開始された筋電図信号は患者の衰弱した筋肉群中に発生され、前記刺激信号は同じ衰弱した筋肉群へ伝えられることを特徴とする方法。

(6) 特許請求の範囲第1項記載の方法であつて、自発的に開始された筋電図信号は患者の衰弱し

特開昭61-265151(2)

ていない筋肉群中に発生され、前記刺激信号は患者の衰弱した筋肉群へ伝えられることを特徴とする方法。

### 5. 発明の詳細な説明

#### 【発明上の技術分野】

本発明は治療した筋肉群を再訓練する装置および方法に関するものである。とくに、本発明は、治療を受けている患者により自発的に筋肉群中に開始された筋電図(E.M.G.)信号を検出して、その患者により開始された信号に応答して人工的な刺激信号を衰弱した筋肉群へ送る、患者により開始される応答装置(P.I.R.D.)によって衰弱した筋肉群を再訓練する装置および方法に関するものである。

#### 【従来の技術】

人体の筋肉群は種々の機器で衰弱するようになる。最も一般的な筋肉衰弱原因の一つは卒中(stroke)である。筋肉衰弱は神経障害、および神經と筋肉の少くとも一方のある種の萎縮によ

(3)

信号を検出し、その人工的な刺激信号を衰弱した筋肉群へ送る装置を指す。

#### 【発明の目的】

本発明の目的は衰弱している筋肉群の再訓練のための患者により開始される応答装置を得ることである。

本発明の別の目的は、衰弱している筋肉群中の筋電図信号を検出し、人工的な刺激信号をそのまま衰弱している筋肉群へ送るP.I.R.D.を得ることである。

本発明の更に別の目的は、筋肉群中の筋電図信号を検出し、人工的な刺激信号を衰弱している筋肉群へ送るP.I.R.D.を得ることである。

#### 【発明の概要】

本発明は衰弱しているか、衰弱していない筋肉群中の筋電図信号を検出する経皮電極を利用して、検出された信号は前記装置へ送られる。その前記装置はその信号を解析して、その信号が可変しきい値検出回路により設定されているレベルをこえるか否かを判定する。そのレベルをこえておれば、

つても起る。衰弱した筋肉群は、神経刺激に応じて筋肉を再訓練することによつて性質正常な機能を行えるまでに回復させることができる。

筋肉群の中に挿入された電極、または筋肉群に近い患者の皮膚の上に置かれた電極を通じて筋肉群へ刺激インパルスを送る装置によつて、衰弱した筋肉群は外部から刺激されていた。

人工的な刺激すなわち外部からの刺激は各種の装置をとる。1つの装置はコンピュータ化した刺激発生器であつて、患者の筋肉の動きを発生する一定られたペースで刺激インパルスを発生するようにならされている。別の装置は物理療法士(physical therapist)または患者により手動で開閉され、電源と刺激電極を含む電気回路を単に充電することによつて人工的な刺激を発生することを含む。ある面では、この類の装置を患者により開始される応答装置と呼ぶことができるが、本願明細書との用語を使用する時は、患者により自発的に発生されて、人工的な刺激信号を発生する装置をトリガする装置として作用する筋電図

(4)

その回路は人工的な刺激信号を発生して、その刺激信号を衰弱している筋肉群の近くに設けられている経皮電極へ送る。

したがつて、この装置は筋肉群中に患者により自発的に発生された筋電図信号を検出し、それから人工的な刺激信号を発生して、その刺激信号を衰弱した筋肉群へ送るために使用できる。ある場合には、患者により開始された信号と人工的な刺激信号は同じ筋肉群に作用を及ぼす。他の場合には、患者は1つの筋肉群中に自発信号を発するこことにより他の筋肉群を人工的に刺激する。

#### 【実施例】

以下、図面を参照して本発明を詳しく説明する。

まず図1を参照する。治療を受けている患者12が一連の導線および1組の経皮表面電極により、患者により開始される応答装置(P.I.R.D.)10に接続される。患者の左下肢に施加電極14と、基準電極16と、接地電極18とがとりつけられている。患者の右下肢に施加電極20、22がとりつけられている。

(5)

—290—

(6)

## 【裏面有】



特開昭61-265151(3)

これらの電極は一連のシールド線により制御器11へ接続される。能動電極14が線24により接続され、非導電極16は線26により接続され、接地電極18は線28により接続され、遮隔電極20、22は線30、32によりそれぞれ接続される。

線24～32は細小型の電話用プラグで終端できる。すなわち、線24はプラグ34で終端させられ、リード26、28は共通の基準／接地プラグ36で終端させられ、線30、32は1個の通常プラグにより終端させられる。

次に第3図を参照する。この図には制御器11が示されている。プラグ34はジャック40により制御器11に接続される。プラグ36、38はジャック42、44によりそれぞれ接続される。第2図の通りの部分は第3図を参照して後で説明する。

次に第3図を参照する。電極14～22が制御器11のブロント回路図とともに示されている。電極14、16により受けられた信号図(SMG)信号が一対の1メガオーム抵抗46、48をそれぞれ介して制御器11の前級増幅器50へ与えられる。電極18は接地さ

(7)

58aと58c、58dが感知される。この位置では整流器58からの出力がメータ60と、人工的な刺激信号を発生する回路に与えられる。スイッチ58がTMR位置へ動かされると、整流器58からの信号は人工的な刺激信号発生回路のみへ送られる。

スイッチ58がSMG/TMR位置またはTMR8位置へ動かされると(それにより刺激信号を発生する)、整流器58からの増幅されたSMG信号がしきい値検出器62へ与えられる。このしきい値検出器のしきい値レベルはしきい値検出器調整器44により設定される。所定のSMGしきい値レベルに達すると、增幅されたSMG信号がしきい値検出器62をトリガし、制御器の部品が動作させられて人工的な刺激信号を発生する。

しきい値検出器62をトリガするのに十分な強度のSMG信号が、制御器11の他の部分、ことでは輪廻手段と呼ぶ、を動作させる。人工的な刺激信号の周波数を決定するレートクロック66の動作が開始される。レートクロック66は刺激率調整器68により調節できる。パルス駆半安定回路70が制御

される。電極14、16、18のことごとくでは信号受信電極手段とまとめて呼ぶことにする。

增幅されたSMG信号は回路52、フィルタ53と、別の増幅器54と、整流器58とを通りである。

三位電線鉄道駆動スイッチ58により患者または物理療法士は制御器11の機能のうちの1つを選択できる。これらの機能はそれぞれ次の通りである。オペレータはメータ60の指示により患者により開始されたTMR信号のレベルを單に監視する。オペレータは、人工的な刺激信号の発生を通じて絶対電気絶縁駆動器(TMR8)として制御器11が動作する機能を選択できる。また、オペレータは最初により開始されたTMR信号のレベルの監視と共に、人工的な刺激信号の発生とを行りとができる。

スイッチ58が第3図に示すスイッチについて示されているTMR位置へ動かされると、スイッチ58の接点58a、58bが閉じ、そのために整流器58からの信号メータ60だけへ送られる。スイッチ58がTMR/TMR8位置へ動かされると、接点58a、

(8)

の人工的な刺激信号ペルスの数を制御する。

ドエルオン半安定回路72がレートクロック66と同時にトリガされる。ドエルオン半安定回路72の動作時間が経過すると、ドエルオフ半安定回路74がトリガされる。

レートクロックの出力と、パルス駆半安定回路の出力と、ドエルオン半安定回路の出力と、ドエルオフ半安定回路の出力とが加算ロジック76により加え合われる。レートクロックと、パルス駆半安定回路と、ドエルオン半安定回路と、ドエルオフ半安定回路とをまとめて信号発生手段と呼ぶことにする。加算ロジック76が遅延を入力ペーパーを受けると、加算ロジック76はいわゆる論理手段出力を発生する。その出力はトランジスト・ドライバ78を制御する。このトランジスト・ドライバは刺激振幅調整器68を介して刺激ペルスの振幅を制御し、昇圧トランジスタ82を制御する。ドライバ78とトランジスタ82は増幅器と呼ばれるものを構成する。

トランジスト82と制御駆動スイッチ58の間の回路に

(10)

(9)

—291—

特開昭61-265151(4)

2個のトランス分離ダイオード84, 88が挿入される。制御器11のオペレータは、2個の刺激電極のうちのどれに人工的な刺激信号を加えるかをスイッチ86により選択できる。実際には、スイッチ86は超小型選択電極ジャック44(第2回)の一端であつて、2個の接点86a, 86bと、可動片88aとを含む。可動片88aは接点86bに通常接触せられるようにはねにより偏倚させられる。プラグ38が前記図11のプラグにさしこまれると、スイッチ86の可動片88aが接点86aに接触し、それにより人工的な刺激信号が遮断刺激電極へ送られる。ジャック44にプラグが挿入されないと、可動片88aが接点86bに接触し、人工的な刺激信号が誘導電極へ与えられる。

典型的なEMG信号の電圧は1~100マイクロボルト、周波数は60~400Hzである。制御器の出力は20~80ボルトの電圧と、40~120Hzの周波数を有する。その周波数は調整器86により調整される。治療を受ける患者にとって50Hzの周波数が最も好適であることが実験により見出され

(11)

れる。遮断電極は患者または制御器にはとりつけられない。制御器11へはスイッチ86により電力が供給される。

EMG信号が誘導電極14と基準電極16の間に検出される。接地電極18により装置の性能が向上し、より広いセンサ面積を与える。表面電極を対として使用することによりEMG信号の検出が局所化される。

前記したように、EMG信号は前置増幅器50により増幅されてフィルタ62へ与えられる。フィルタ62は、患者が商用電源を用いる電気機器の近くに居る時にこの装置へ加えられることがある複雑でない周囲の電気的インパルスを除去する。

所定の強度のEMGが装置のトリガ信号として機能できるようにするために、しきい値検出器64はしきい値検出器調整器66により調整できる。先に説明したように、タップ74と單安定回路70, 72, 74が加算ロジック76へ出力を与える。この加算ロジックは筋肉群の人工的な刺激として最終的に機能する出力を発生する。

(13)

—282—

ている。また、人体の皮膚は1000~5000オームの抵抗値を有することが見出されている。以上の説明から、電圧14, 16, 18は非常に広い範囲の電圧を取り扱うことができなければならないことがわかるであろう。

また、前置増幅器50はマイクロボルト範囲で動作し、しかも20~80ボルトの電圧から保護されねばならない。抵抗48, 50と、入力保護ダイオード82, 84, 86, 88を含めることによりトランスの出力電圧が前置増幅器を損傷することを防止する。同様に、ダイオード84, 88により、電源により受けられたEMG信号に対するトランス82のインピーダンスが比較的低くなることを防止する。それにより、EMG信号を前置増幅器へ正しく与えることができる。

ここで、患者12が左太腿の裏側した筋肉群の再興線を受けており、その太腿の筋肉群は神経系からEMG信号を伝感として受け、左脚をわずかに動かすことができると仮定する。誤差電極は患者の左脚のみ第1回に示すようにしてとりつけら

(12)

前記信号発生手段を含んでいないと、との装置は発振状態に入り得ることがわかるであろう。その発振状態が起ることを防止するために、調整器84により設定されたしきい値をえた日リガレートタップ68とドエルオン單安定回路72を同時にトリガする。レートタップ68は刺激率調整器86Cよつて80Hz附近の高波数に一般にセットされる。レートタップ68とペルス幅單安定回路70は増幅された刺激信号の周波数を一緒に決定する。ドエルオン單安定回路72が、ドエルオン時間調整器100(第2回)により設定されるよう、第1の所定の時間を定める。ドエルオン單安定回路により定められた時間が経過すると、ドエルオフ單安定回路74が、ドエルオフ時間調整器102(第2回)により設定される第2の所定の時間を定める。しきい値検出器とドエルオン單安定回路の組合せにより、いわゆる信号発生手段を構成する。ドエルオフ單安定回路が引き続いて患者により開始されるEMG信号、または制御器11により発生さ

(14)

## 【裏面有】



特許昭61-265151(5)

れる信号が、所定の時間内に装置をトリガするとそれを停止する。したがつて、ここではそのドエルオフ单安定回路のことを刺激信号の発生の再開始を阻止する手段と呼ぶ。

先に説明したように、人工的な刺激信号の強さすなわち振幅を刺激振幅調整部80により20~80ボルトの間で変えることができる。このようにしてトランス82により発生された信号は、再訓練されている装置した筋肉群へ施設電極14を通じて送られる。との施設電極14はいきは刺激電極手順または刺激信号伝達手段として機能する。この場合には、受信電極と刺激電極は共通のヘッジング内に納められる。患者により開始される筋電図信号を受けるためにはかなり小型の電極で十分であるが、電極がとりつけられている患者の皮膚が火傷することを防止するために、刺激電極としては多少大きい電極が必要とする。

上面の人工刺激信号の電圧は20~80ボルト、電流は20~80ミリアンペア、周波数は40~120Hzである。皮膚に生ずる火傷が最も少いという点で、

( 15 )

にとりつけられ、波形電極20、22が患者の右脚に当たられたとすると、制御器11内に発生された信号が患者の右脚の伸筋へ加えられる。電極をどのように当てるにより、患者は左脚にEMGの信号を開始することによって、右脚の衰弱した筋肉群を患者が刺激できる。明らかに、信号を受ける電極は任意の施設を筋肉の近くに位置させることができる。信号を受ける電極と刺激電極はこの状況においては独立して納められる。

## 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明の患者により開始される筋収縮量を利用している患者を示す略示的説明図、第2図は本発明の装置の制御器の正面図、第3図は本発明の装置の簡略化したブロック電気回路図である。

11…制御器、14…施設電極、16…筋電気極、18…接地電極、20、22…波形電極、50…筋収縮増幅器、52…フィルタ、56…整流器、58、60…切換スイッチ、62…しきい値検出器、64…しきい値検出器

約80msの周波数が最も好ましいことが見出されている。典型的な人工刺激信号の持続時間は100~600ミリ秒で、その後に3~10秒の休止時間が続く。押継時間がドエルオフ单安定回路により決定され、休止時間はドエルオフ单安定時間が決定される。

人体は1秒間に約10回EMGの信号を与えられた筋肉群へ与えることができるが、筋肉群を再訓練するためには必要な強度の人工刺激信号をそのままなくなり返し車で与えると、電極が当たっている患者の皮膚が簡単に火傷することになる。更に、そのように速いくり返しの刺激では衰弱している筋肉を希望通り再訓練することはできない。

再び第1図を参照して、不十分なEMGの信号を受ける筋肉群を再訓練することを直感が求めたとすると、筋肉群は衰弱していない筋肉群において検出されたEMGの信号によりトリガされる人工的に発生された信号により再訓練できる。この場合には、患者の左脚のEMG信号を電極14、16、18が依然として検出し、送信線20、22がジャブク46

( 16 )

番号整番、66…レードクロック、68…刺激回路装置器、70…パルス振幅单安定回路、72…ドエルオフ单安定回路、74…ドエルオフ单安定回路、76…加算ロジック、78…トランジストライバー。

出願人代本人 瑞 肇 消

( 17 )

—293—

( 18 )

特許61-265151(6)

